

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problems Mailbox.**

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-324015

(43)公開日 平成6年(1994)11月25日

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 N 27/327				
27/28	3 3 1 Z	7363-2 J		
		7363-2 J	G 0 1 N 27/ 30	3 5 1
		7363-2 J		3 5 3 Z

審査請求 未請求 請求項の数3 F D (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平5-135343

(22)出願日 平成5年(1993)5月12日

(71)出願人 000010087

東陶機器株式会社

福岡県北九州市小倉北区中島2丁目1番1号

(72)発明者 福田 幸弘

福岡県北九州市小倉北区中島2丁目1番1号 東陶機器株式会社内

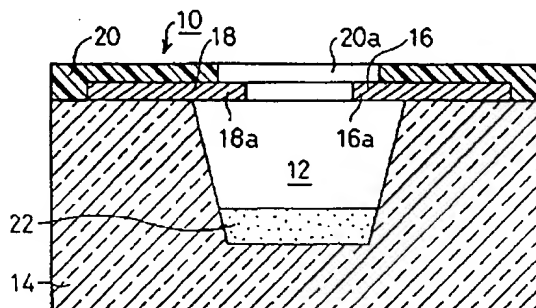
(74)代理人 弁理士 下出 隆史 (外1名)

(54)【発明の名称】 バイオセンサ及びその製造方法

(57)【要約】

【目的】 本発明は、活性のある酵素等を所定量確実に担持し、精度の高い測定を行なえるバイオセンサ及びその製造方法を提供する。

【構成】 本バイオセンサでは、絶縁性基板14に測定用凹所12を設け、測定用開口12の上部に作用極16、対極18及び導入用開口20aを有する撓水層20を形成し、さらに、測定用凹所12内に識別層22を形成している。識別層22は、酵素を含有した溶液を撓水層20の導入用開口22aを通じて滴下して、乾燥固化することにより形成する。撓水層20は、測定用凹所12に被測定溶液を導いて満たす。被測定溶液の被測定物質は、識別層22に担持された生体物質と反応し、この反応に基づいて被測定物質を測定する。識別層22中に担持させる酵素は、溶液に含有させて測定用凹所12内で乾燥固化させるだけであり、化学的処理を行なわないから、活性を失わない。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被測定溶液中の被測定物質と生体物質との生物化学反応に伴う電気変化量を測定することにより被測定物質を測定するバイオセンサにおいて、絶縁性基板と、

この絶縁性基板上に形成され、被測定溶液を貯留するための測定用凹所と、

測定用凹所内に設けられ、上記生体物質を有する識別層と、

上記測定用凹所の開口付近に臨み、かつ該測定用凹所に貯留された被測定溶液に浸されるよう設けられた1対の電極と、

測定用凹所の開口周縁部に少なくとも設けられた排水層と、

を備えたことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項2】 上記測定用凹所、識別層及び1対の電極を含んでなる測定部を絶縁性基板上に複数形成した請求項1に記載のバイオセンサ。

【請求項3】 被測定溶液中の被測定物質と生体物質との生物化学反応に伴う電気変化量を測定することにより被測定物質を測定するバイオセンサの製造方法において、

絶縁性基板上に、1対の電極を形成する工程と、

絶縁基板上に、上記1対の電極の向かい合う領域を開口とするように積層した排水層を形成する工程と、

上記開口を通じて、絶縁性基板の一部を除去形成することにより、上記被測定溶液を貯留する測定用凹所を形成する工程と、

生体物質を含有した溶液を上記開口を通じて測定用凹所に入れ、該溶液を乾燥して上記測定用凹所内に上記生体物質を有する識別層を形成する工程と、

を備えることを特徴とするバイオセンサの製造方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被測定溶液中の被測定物質と生体物質との生物化学反応による電気変化量を測定することにより被測定物質を測定するバイオセンサ及びその製造方法に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】従来、この種のバイオセンサとして、例えば、特開昭61-50262号公報に示す平板型のバイオセンサが知られている。すなわち、図7に示すように、平板型のバイオセンサ100は、セラミックス基板101と、このセラミックス基板101上に形成された作用極103及び対極105と、上記作用極103と対極105との間を絶縁する絶縁層108と、上記作用極103上に、酵素などの生体物質を担持した識別層107と、上記作用極103及び対極105の端子部109、111にそれぞれ接続され、その間の電流値を測定する電気測定部（図示省略）とを備えており、上記識別

層107側が感応部113となっている。

【0003】ここで、上記識別層107に生体物質を担持させる方法として、吸着法、化学的修飾法や包括法等が知られている。包括法は、生体物質を高分子マトリックス中に包括する方法であり、例えば、高分子としてポリアクリルアミドゲル等の担体を作用極107上に形成し、上記担体に生体物質をグルタミンアルデヒドの化学的処理により担持させる方法である。また、吸着法は、不溶性の担体膜に生体物質を吸着固定させる方法であり、例えば、電極上にアルブミンやセルロース等の吸着膜を形成し、生体物質を溶解した溶液に上記吸着膜を浸漬させ、さらに、洗浄処理を施して作用極103に確実に付着している生体物質を選択することにより、上記生体物質を吸着物質に担持させる方法である。

【0004】このバイオセンサ100を用いて被測定溶液を測定するには、感応部113を被測定溶液に浸漬させる。これにより、識別層107に担持した生体物質が被測定溶液に含まれている被測定物質と生物化学反応し、酸素または過酸化水素を発生する。この酸素等の発生による酸化還元に伴う電流を電気測定部で測定することにより、被測定物質が測定される。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上記のように包括法や吸着法で生体物質を担体に担持したバイオセンサでは、以下の問題がある。すなわち、上記包括法では、生体物質の固定化の際の化学的影響により生体物質が失活したり、また生体物質が担体に目詰まりして被測定液と接触しないものが多く生じて、その使用効率が低下するという問題がある。

【0006】また、吸着法では、固定化の後に洗浄処理を行っており、この洗浄処理により生体物質が多く脱落してしまい、このため、小型のバイオセンサでは一定量以上の生体物質を作用極上に固定することが難しいという問題があった。

【0007】さらに、上記生体物質の異なる感応部113を同一の絶縁性基板上に複数個形成して、絶縁被測定溶液中の多くの被測定物質を同時に測定することが検討されている。ところが、同一の絶縁性基板上に、生体物質の異なる感応部を多数設けると、1箇所の感応部から生成した物質が隣接する他の感応部に干渉して、正確な測定結果が得られないという問題もあった。

【0008】本発明は、上記従来の技術の問題を解決するものであり、活性のある生体物質を所定量以上安定して備えると共に、被測定溶液中の複数の被測定物質を同時に正確に測定することができるバイオセンサ及びその製造方法を提供することを目的とする。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するためになされた請求項1の発明は、被測定溶液中の被測定物質と生体物質との生物化学反応に伴う電気変化量を測定

することにより被測定物質を測定するバイオセンサにおいて、絶縁性基板と、この絶縁性基板に形成され、被測定溶液を貯留するための測定用凹所と、測定用凹所に設けられ、上記生体物質を有する識別層と、上記測定用凹所の開口付近に臨み、かつ該測定用凹所に貯留された被測定溶液に浸されるよう設けられた1対の電極と、測定用凹所の開口周縁部に少なくとも設けられた撈水層と、を備えたことを特徴とする。

【0010】請求項2の発明は、請求項1のバイオセンサにおいて、上記測定用凹所、識別層及び1対の電極を含んでなる測定部を絶縁性基板に複数形成したものである。

【0011】さらに、請求項3は、被測定溶液中の被測定物質と生体物質との生物化学反応に伴う電気変化量を測定することにより被測定物質を測定するバイオセンサの製造方法において、絶縁性基板上に、1対の電極を形成する工程と、絶縁基板上に、上記1対の電極の向かい合う領域を開口とするように積層した撈水層を形成する工程と、上記開口を通じて、絶縁性基板の一部を除去形成することにより、上記被測定溶液を貯留する測定用凹所を形成する工程と、生体物質を含有した溶液を上記開口を通じて測定用凹所に入れ、該溶液を乾燥して上記測定用凹所内に上記生体物質を有する識別層を形成する工程と、を備えることを特徴とする。

【0012】

【作用】請求項1の発明のバイオセンサでは、被測定溶液を撈水層の開口付近に滴下すると、被測定溶液は、開口から測定用凹所へ導入され、識別層と接触する。被測定溶液中の被測定物質は、識別層に担持された生体物質と反応して、酵素または過酸化水素等を発生する。酵素等の発生により電極上で酸化還元反応が生じて、1対の電極間に電流が流れる。この電流に基づいて被測定溶液中の被測定物質が測定される。このとき、被測定溶液は、撈水層によりその開口から測定用凹所に導かれて、他の部分に漏れず、しかも、測定用凹所内に貯留して測定されるので、少ない被測定溶液の量で正確に測定される。

【0013】また、請求項1の発明では、識別層は、測定用凹所の区画されたスペースに形成されるので、ほぼ一定範囲内に収まり正確に形成することができる。

【0014】また、請求項2のバイオセンサでは、同一の絶縁性基板上に、上記測定用凹所、識別層及び1対の電極を含んでなる測定部を複数形成している。これらの複数の測定部では、撈水層が測定の際に、被測定溶液を、それぞれの開口を通じて各測定用凹所に導き入れて識別層の生体物質と反応する。このとき、各測定部の測定用凹所は、相互に独立して形成されているから、各測定部の反応生成物は、他の測定部に影響を与えない。よって、複数の被測定物質の測定を1度に正確に行なうことができる。

【0015】さらに、請求項3のバイオセンサの製造方法では、生体物質を測定用凹所内に保持させるのに、まず、生体物質を含有した溶液を調製して、その溶液を撈水層の開口付近に滴下する。このとき、撈水層の撈水性から、被測定溶液がその開口を通じて測定用凹所に導かれて満たされる。その後、測定用凹所内の溶液を乾燥させることにより、測定用凹所内に生体物質を担持した識別層を形成する。このとき、生体物質の量は、測定用凹所の容量に依存する所定量に調節される。また、撈水層は、被測定溶液の測定の際に、その開口を通じて、測定用凹所内に被測定溶液を導いて満たす。被測定溶液の量は、識別層の生体物質の量と同様に、測定用凹所の容量に依存し、生体物質の量との間に相関関係をもつ。すなわち、測定用凹所の容量は、生体物質と被測定溶液量とを所定の相関関係としてもたらすから、被測定溶液は、生体物質の量に左右されることなく、正確に測定できる。また、生体物質は、測定用凹所内で乾燥して固定するだけであり、化学的処理を施したりしないから、生体物質はほとんど失活しない。

【0016】

【実施例】以上説明した本発明の構成・作用を一層明らかにするために、以下本発明の好適な実施例について説明する。

【0017】図1はバイオセンサの感応部の平面図を示し、図2は図1のI-I'線に沿った断面図である。バイオセンサの感応部10は、測定用凹所12を有する絶縁性基板14と、上記絶縁性基板14上に形成されかつ互いに対向する作用極16及び対極18と、上記絶縁性基板14、作用極16及び対極18上に積層形成された撈水層20と、上記測定用凹所12の底面に形成された識別層22とを備えている。

【0018】上記撈水層20は、電気絶縁性かつ疎水性の材料から形成された層であり、作用極16と対極18の先端を含んだ領域に、導入用開口20aを、その他端に端子用開口20c、20dを有している。上記導入用開口20aは、上記測定用凹所12に被測定溶液を導入可能な位置に形成されている。

【0019】上記識別層22は、被測定溶液中の被測定物質と生物化学反応する酵素等の生体物質を有する層である。また、上記作用極16及び対極18は、測定用凹所12の上部に位置する検出部16a、18aと、結線用の端子部16b、18bと、検出部16a、18aと端子部16b、18bとをそれぞれ接続する配線部16c、18cとから形成されている。上記作用極16及び上記対極18の端子部16b、18bは、撈水層20の端子用開口20c、20dに露出しており、電気測定部（図示省略）の接続線がそれぞれ接続されている。

【0020】次に上記バイオセンサを用いた測定法を説明する。バイオセンサの感応部10を被測定溶液中に浸漬すると、被測定溶液は、撈水層20が疎水性であるか

ら、この部分には濡れ難く、その表面張力により導入用開口20aに集まり、作用極16と対極18との間隙を通して、測定用凹所12へ導かれ、これを満たす。この状態で作用極16と対極18との間に一定電圧を印加する。被測定溶液中の被測定物質は、識別層22の生体物質の作用により生物化学反応を行なう。この反応に伴って電流が流れ、この電流を電氣的に処理して被測定物質を測定する。電氣的処理として、電流値を積分した総電氣量に基づいて被測定溶液中の被測定物質の総量を測定する方法や一定時間後における安定したときの電氣量から測定する方法を採用する。なお、測定用凹所12内に被測定溶液を貯留させるには、上述のように感応部10を被測定溶液に浸漬するほか、撈水層20の導入用開口20aの付近に少量の被測定溶液を滴下してもよい。

【0021】次に上記バイオセンサの製造工程について図3を中心に説明する。

#### (1) 絶縁性基板14の製造工程

まず、絶縁性基板14を形成する。この絶縁性基板14の形成工程として、親水性のある材料、例えば、ガラスやその複合材料から板材を作成し、これを所定形状に切り出す方法を採用することができる。また、他の方法として、セラミックスのグリーンシートを焼成する方法を採用することができる。

#### 【0022】(2) 作用極16及び対極18の形成工程(図3(A))

絶縁性基板14上に作用極16及び対極18を形成する。作用極16及び対極18の形成工程として、周知の厚膜印刷法、蒸着法、スパッタリング法等を採用することができる。作用極16は、過酸化水素を分解するような触媒作用のある金属を使用することが望ましく、例えば、金、白金、パラジウム、チタン等及びそれらの合金を用いることもできる。また、対極18は、被測定溶液の電位をとれる材料であればよく、例えば、金、白金、パラジウム、銅、鉄、銀、チタン等及びそれらの合金を用いることができる。

#### 【0023】(3) 撈水層20の形成工程(図3(B))

絶縁性基板14、作用極16及び対極18上に撈水層20を積層する。撈水層20の形成工程として、撈水性材料を所定厚さだけ塗布して層を形成する方法、撈水性材料を蒸着法にて所定厚さ堆積させて形成する方法、撈水性材料からフィルムを形成し、これを接着することにより形成する方法、等を採用することができる。なお、工程を簡略化する方法として、後述するように、測定用凹所12をエッチング形成するためのマスクを兼用すべく、フォトリソ法を採用することが望ましい。なお、フィルムを接着する方法の場合には、疎水性のフィルムに導入用開口20aを形成し、そのフィルム上に1対の電極を形成し、これを絶縁性基板に積層接着する。上記撈水性材料としては、例えば、ノボラック樹脂また

はイソブレンゴム、ポリイミド・ポリエチレン、ポリエステル等を用いることができる。撈水層20の導入用開口20aは、被測定溶液の導入を容易に行なえる形状及び大きさであれば、図1のように正方形のほか、円形、多角形等の各種の形状及び大きさであればよく、例えば、正方形の場合には、1辺が10 $\mu$ m〜1mmに形成する。

#### 【0024】(4) 測定用凹所12の形成工程(図3(C))

10 撈水層20の導入用開口20aを通じて、絶縁性基板14の上部をエッチング除去することにより測定用凹所12を形成する。すなわち、エッチング液を撈水層20上からかけると、エッチング液は、撈水層20の部分では濡れ性がよくないので、導入用開口20aに集まる。よって、導入用開口20aの部分の下側の絶縁性基板14がエッチングされてこの部分に測定用凹所12が形成される。

#### 【0025】(5) 識別層22の形成工程

酵素や免疫等の生体物質を含有した溶液を調製し、この溶液を導入用開口22aに向けて滴下し測定用凹所12内に満たす。その後、乾燥処理を施すことにより、測定用凹所12の底部に識別層22が形成される。なお、酵素や免疫等を溶解するための溶液は、リン酸ナトリウム等を含有させてpHを4〜5に調製することが望ましい。これにより、溶液中のリン酸ナトリウムは、識別層22が固化した際に塩となって取り込まれるが、被測定溶液が測定用凹所12に入ったときに溶解する。溶解したリン酸ナトリウムは、被測定溶液自体のpHが比較的高くても、被測定溶液に溶解して酵素等の生体物質が活性化するpHに調整する作用がある。よって、従来、被測定溶液は、生体物質が活性を失わないように緩衝液でpH調製を行ってから測定に用いていたが、この作業を省略できる。なお、生体物質としては、各種の酵素のほか、微生物等を用いることができ、これに対応した被測定物質を測定することができる。生体物質は、水溶液に溶解させるほか、ゲル状物質に担持させてもよい。

【0026】上記バイオセンサの製造方法において、測定用凹所12の上部には、撈水層20で囲まれた導入用開口20aが形成されており、この導入用開口20aを通じて生体物質を含有した溶液が導入される。このとき、撈水層20は、その疎水性から該溶液を導入用開口20aへ導いて、これを満たすよう作用する。よって、識別層は、測定用凹所12内だけに形成される。よって、識別層22の生体物質の量は、測定用凹所12に貯留した溶液の量に依存し、所望した正確な量になる。

【0027】また、こうした方法により製造したバイオセンサを用いて被測定溶液の測定を行なうと、撈水層20は、被測定溶液をその導入用開口20aを通じて、測定用凹所12内に導き、その測定用凹所12に貯留された被測定溶液だけが識別層22に担持された生体物質と

生物化学的反応を行なう。被測定用液の量は、生体物質の量と同様に、測定用凹所12の容量に依存して、互いに相関関係をもつことになる。その結果、被測定溶液の測定値は、生体物質の量に左右されることなく、正確な値が得られる。

【0028】さらに、生体物質を有する識別層22を形成するのに、生体物質を含んだ溶液を測定用凹所内で乾燥させているだけであり、従来の技術の包括法のように、化学的処理が不要であるので、生体物質が失活せず、また、吸着法のように洗浄等の処理が不要であるので、脱落する生体物質もない。

【0029】＜実験例＞次に、上記実施例にかかるバイオセンサとして、グルコースを測定するセンサに適用し、その評価試験を行なった。バイオセンサの感応部10は、以下の工程により作成した。まず、絶縁性基板14としてガラス板（コーニング社製：商品名7059）を、縦10mm×横10mm×厚さ0.5mmの大きさに加工した。次に、フォトリソトによりマスクを形成し、マスクがされていない絶縁性基板14上に蒸着法を用いてPtを厚さ0.3μmに蒸着させて作用極16及び対極18を形成した。

【0030】次に、フォトリソト（東京応化社製：商品名OMR83）を絶縁性基板14上に厚さ20μmに塗布し、さらにフォトリソグラフィ法により導入用開口20a及び端子用開口20c、20dを有する撓水層20を形成した。その後、マスクされていない導入用開口20aを通じて絶縁性基板14の一部をエッチングして測定用凹所12を形成した。エッチング液として、弗酸・弗酸アンモニウム・酢酸及び水の混酸に硝酸を添加した溶液を40℃に調節して用いた。次に、グルコースオキシターゼを水に溶かした溶液を導入用開口20aに向けて滴下して乾燥させることにより、識別層22を形成した。

【0031】この一連の工程により作成したバイオセンサの感応部10を電気測定部に接続してグルコースを測定した。すなわち、27℃の水でグルコースを100mg/dlの試料溶液に調製し、バイオセンサの感応部10の作用極16と対極18との間に一定電圧0.8Vを印加した。この状態にて感応部10の導入用開口20aに向けて試料溶液を滴下した。

【0032】次に、第2の実施例について図4ないし図6を用いて説明する。図4はバイオセンサの感応部の平面図を示し、図5は図4のV-V線に沿った断面図である。

【0033】バイオセンサの感応部50は、絶縁性基板14A上に、ほぼ同じ構成の第1測定部50Cと第2測定部50Dとを備えている。上記第1測定部50Cは、測定用凹所12Cと、識別層22C、作用極16C及び対極18Aの一部から構成されており、一方、第2測定部50Dは、測定用凹所12Dと、識別層22D、作用

極16D及び対極18Aの一部から構成されている。なお、対極18Aは、第1測定部50C及び第2測定部50Dの作用極16C、16Dに対して共通電極となっている。また、上記識別層22Cと識別層22Dとは、異なった生体物質、例えば、グルコースオキシターゼとコレステロールオキシダーゼそれぞれ担持している。

【0034】第2の実施例に係るバイオセンサでは、同一の絶縁性基板14A上に、第1測定部50C、第2測定部50Dが形成されており、これらの複数の測定部50C、50Dでは、測定の際に、被測定溶液を、導入用開口20e、20fを通じて測定用凹所12C、12Dにそれぞれ満たして、識別層20C、20Dの生体物質とそれぞれ反応する。このとき、各測定用凹所12C、12Dは、独立区画して形成されているから、被測定物質と生体物質との反応生成物は、互いに他の測定用凹所12C、12Dの反応生成物に影響を与えない。よって、1度の測定で、被測定溶液から、複数の種類の測定信号を正確に得ることができる。

【0035】しかも、第1及び第2測定部50C、50Dは、図6(A)～図6(C)に示すように、上述したような一連の工程により同時に形成できるから製造も簡単である。なお、図6(A)～図6(C)は、図3(A)～図3(C)に対応している。

【0036】なお、この発明は上記実施例に限られるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々の態様において実施することが可能であり、例えば次のような変形も可能である。

【0037】上記実施例では、絶縁性基板14として親水性のガラスから形成したが、これに限らず、疎水性の材料、例えば、樹脂、Siから形成してもよい。この場合には、シロキサン等のアルコールに溶かした溶液を作成し、該溶液に疎水性の絶縁性基板を浸漬して、測定用凹所に親水性を具備させることが好ましい。

【0038】

【発明の効果】以上説明したように本発明の請求項1に係るバイオセンサによれば、撓水層の開口から測定用凹所に被測定溶液を導き、その被測定溶液の被測定物質を識別層に担持された生体物質と反応させ、この反応に基づいて被測定物質を測定している。よって、被測定溶液は、撓水層によりその開口から測定用凹所に導かれて、他の部分に漏れず、しかも、測定用凹所内に貯留して被測定物質が測定されるので、少ない被測定溶液の量で正確に測定できる。

【0039】また、請求項2のバイオセンサでは、同一の絶縁性基板に、上記測定用凹所、識別層及び1対の電極を含んでなる測定部を複数形成している。これらの複数の測定部では、測定の際に、撓水層が被測定溶液を各開口から各測定用凹所に導いて、被測定溶液中の複数の被測定物質が識別層の生体物質とそれぞれ反応する。このとき、各測定部の測定用凹所は、相互に独立して形成

されているから、各測定部の反応生成物は、他の測定部に影響を与えない。よって、複数の被測定物質の測定を1度に正確に行なうことができる。

【0040】さらに、請求項3のバイオセンサの製造方法では、生体物質を識別層中に固定するのに、生体物質を含有した溶液を調製して、その溶液を撈水層の開口を通じて測定用凹所に入れ、測定用凹所内の溶液を乾燥させることにより行なっている。したがって、撈水層は、その撈水作用から生体物質を含有した溶液を測定用凹所内に導いて、該測定用凹所内に識別層を形成する。よって、生体物質の量は、測定用凹所の容量に依存する所定量に調節される。また、撈水層は、被測定溶液の測定の際に、その開口を通じて、測定用凹所内に被測定溶液を導いて満たす。被測定溶液の量は、識別層の生体物質の量と同様に、測定用凹所の容量に依存し、生体物質の量との間に相関関係をもつ。すなわち、測定用凹所の容量が生体物質と被測定溶液量とを所定の相関関係をもたらすから、被測定溶液は、生体物質の量に左右されことなく、正確に測定できる。また、生体物質は、測定用凹所内で乾燥して識別層中に担持させるだけであり、化学的処理を施したりしないから、生体物質はほとんど失活しない。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例にかかるバイオセンサの感応部を示す平面図。

【図2】図1のI-I線に沿った断面図。

【図3】同実施例にかかるバイオセンサの感応部の製造

工程を説明する説明図。

【図4】本発明の第2の実施例にかかるバイオセンサの感応部を示す平面図。

【図5】図4のV-V線に沿った断面図。

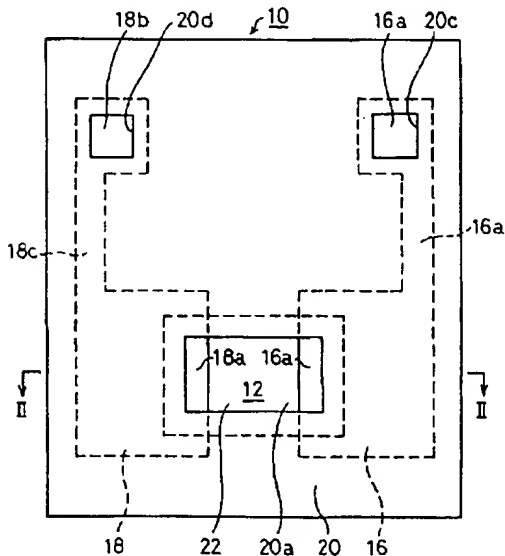
【図6】第2の実施例にかかるバイオセンサの感応部の製造工程を説明する説明図。

【図7】従来のバイオセンサの感応部を示す斜視図。

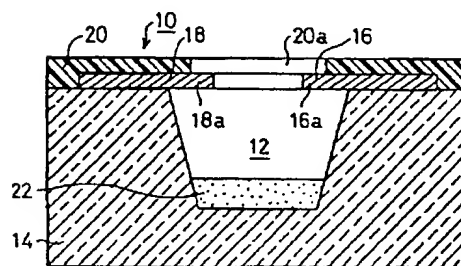
【符号の説明】

- 10…感応部
- 12…測定用凹所
- 14, 14A…絶縁性基板
- 16, 16C, 16D…作用極
- 16a…検出部
- 16b…端子部
- 16c…配線部
- 18, 18C, 18D…対極
- 18a…検出部
- 18b…端子部
- 18c…配線部
- 20, 20A…撈水層
- 20a…導入用開口
- 20c, 20d…端子用開口
- 22, 22C, 22D…識別層
- 50…感応部
- 50C…第1測定部
- 50D…第2測定部

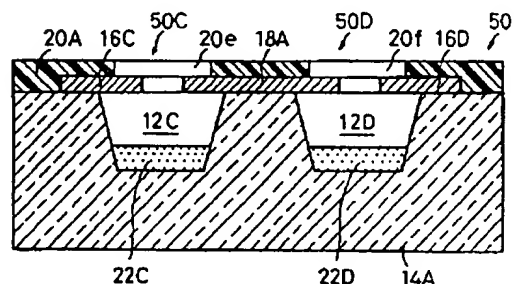
【図1】



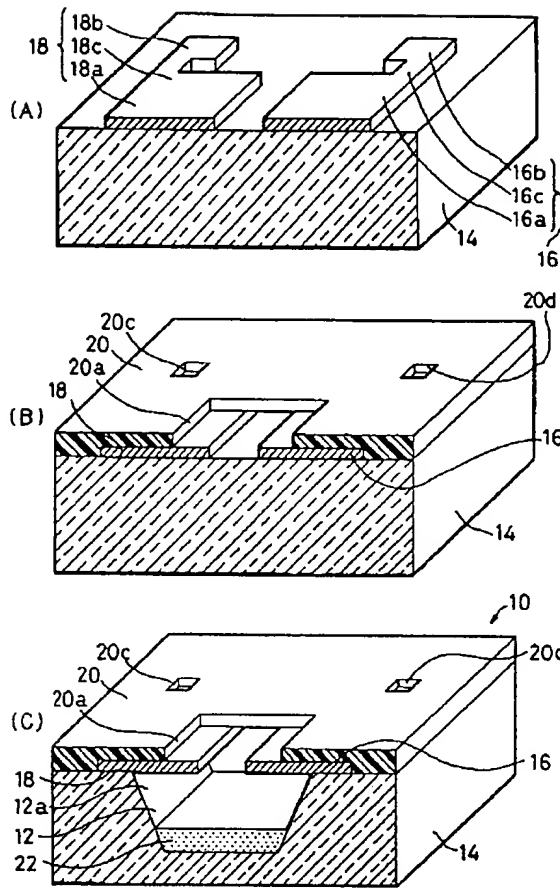
【図2】



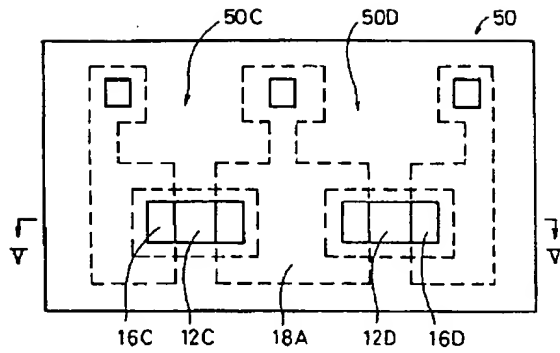
【図5】



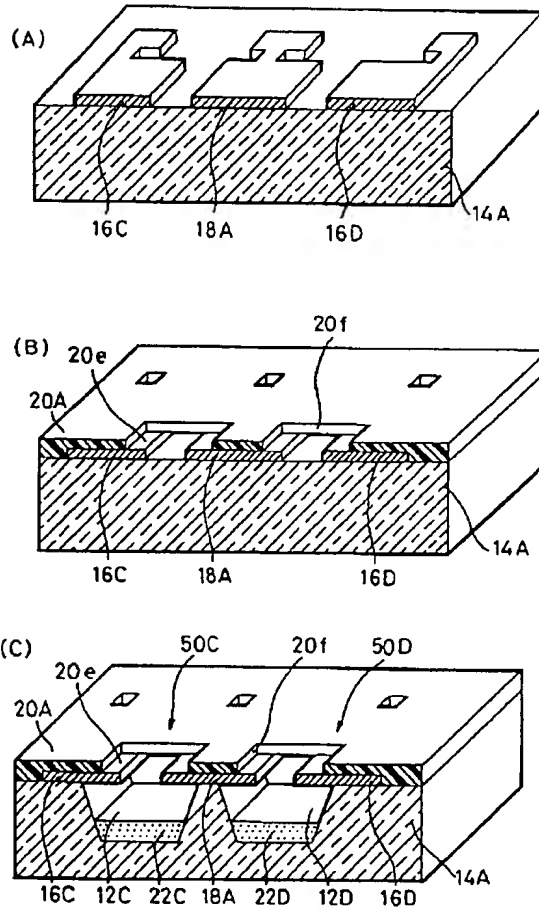
【図3】



【図4】



【図6】



【図7】

